

[19]中华人民共和国国家知识产权局

[51]Int. Cl⁶

A61B 8/00
G01N 29/00

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 98108408.7

[43]公开日 1999年2月17日

[11]公开号 CN 1207889A

[22]申请日 98.5.7 [21]申请号 98108408.7

[30]优先权

[32]97.5.7 [33]US [31]852,614

[71]申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72]发明人 D·D·贝克尔

M·S·瑟耶-波罗霍罗

M·J·瓦思布恩

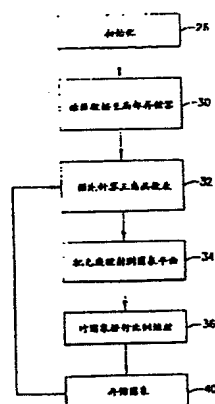
[74]专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 吴增勇 陈景峻

权利要求书 5 页 说明书 15 页 附图页数 8 页

[54]发明名称 优化超声波流速彩色成像的方法和设备

[57]摘要

一种在利用多普勒速度频移数据给运动着的流体或组织成像时减轻混叠的方法和设备。为了消除速度方式下轻度混叠的影响,采用对称(或无方向性的)速度/彩色映射,把具有同一幅值的正和负的速度数据映射到同一彩色和同一显示亮度上。若调整脉冲重复频率使得只有微小的混叠存在,则通过在帧平均之前或在其过程中去掉速度数据的符号就能实现数据的最优帧平均。



(BJ)第 1456 号

权 利 要 求 书

1.一种用于对运动着的超声波散射体进行彩色流速成像的系统，其特征 在于包括：

5 超声波换能器阵列，用来发射超声波束，并检测由所述超声波散射体所反射的超声波回波；

用来采集由所述被检测的超声波回波推算产生的速度数据的装置；

10 彩色映射装置，用来把所述速度数据中幅值相同的正值和负值映射到相同的彩色和相同的显示亮度上，以此形成彩色流速图象；以及显示装置，用来显示所述彩色流速图象。

2.权利要求 1 所定义的系统，其特征在于：所述彩色映射装置包括储存在可寻址存储器中的彩色映射查询表，所述彩色映射查询表包括代表彩色显示亮度的数据。

15 3.权利要求 1 所定义的系统，其特征在于还包括：帧平均装置，用来对相继出现的速度数据帧进行帧平均，以产生帧平均速度数据；以及发送装置，用来把所述帧平均的速度数据发送到所述彩色映射装置上。

20 4.权利要求 3 所定义的系统，其特征在于：所述帧平均装置包括储存在可寻址存储器中的输出值查询表，所述可寻址存储器对所述速度数据中具有相同幅值的正值和负值输出相同的输出值。

5.一种用于对运动着的超声波散射体进行彩色流速成像的方法，其特征 在于包括下列步骤：

向所述超声波散射体发射超声波束；

25 检测所述超声波散射体反射的超声波回波；

采集从所述超声波回波推算产生的速度数据；

把速度数据中具有相同幅值的正值和负值都映射到相同的彩色和相同的显示亮度上，以此形成彩色流速图象；以及

显示所述彩色流速图象。

6.权利要求 5 所定义的方法,其特征还在于还包括:对相继出现的帧进行帧平均以产生帧平均速度数据的步骤,所述帧平均步骤是在所述采集步骤之后和所述映射步骤之前完成的。

5 7.权利要求 6 所定义的方法,其特征还在于:所述帧平均步骤还包括对所述速度数据中具有相同幅值的正值和负值输出相同输出值的步骤。

8.一种用于对运动着的超声波散射体进行彩色流速成像的系统,其特征还在于包括:

10 超声波换能器阵列,用来发射超声波束,并检测由所述超声波散射体反射的超声波回波;

用来采集由所述被检测的超声波回波推算产生的速度数据的装置;

15 帧平均装置,用来对相继出现的速度数据帧进行帧平均以产生帧平均速度数据,所述帧平均装置包括储存在可寻址存储器中的输出值查询表,所述可寻址存储器对所述速度数据中幅值相同的正值和负值输出相同的输出值;

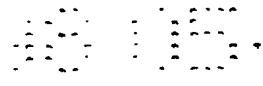
彩色映射装置,用来把所述帧平均速度数据映射到彩色显示亮度上,以此形成彩色流速图象;以及

20 显示装置,用来显示所述彩色流速图象。

9.权利要求 8 所定义的系统,其特征还在于:所述彩色映射装置把所述帧平均速度数据中具有相同幅值的正值和负值都映射到相同的彩色和相同的显示亮度上。

25 10.权利要求 9 所定义的系统,其特征还在于:所述彩色映射装置包括储存在可寻址存储器中的彩色映射查询表,所述彩色映射查询表包括代表一种彩色的显示亮度的数据。

11.一种用于对运动着的超声波散射体进行彩色流速成像的方法,其特征还在于包括下列步骤:



向所述超声波散射体发射超声波束;

检测所述超声波散射体反射的超声波回波;

采集从所述被检测的超声波回波推算出来的速度数据;

5 对相继出现的速度数据帧进行帧平均, 以产生帧平均速度数据,
所述帧平均步骤包括对所述速度数据中具有相同幅值的正值和负值都
输出相同输出值的步骤;

把所述帧平均速度数据映射到彩色显示亮度上, 以此形成彩色流
速图象; 以及

显示所述彩色流速图象。

10 12. 权利要求 11 所定义的方法, 其特征在于: 所述映射步骤包括
把所述速度数据中具有相同幅值的正值和负值都映射到相同的彩色和
相同的显示亮度上的步骤。

13. 一种用于对含有运动着的超声波散射体的对象体积进行三维
成像的系统, 其特征在于包括:

15 超声波换能器阵列, 用来发射超声波束, 并检测由所述对象体积
在多个采样体积上反射的超声波回波;

用来采集至少部分地由所述超声波散射体反射的超声波回波推
算产生的速度数据的装置, 每一个速度数据对应于所述多个采样体积
中的相应的一个;

20 存储器装置, 用来储存所述多个采样体积中的每一个的速度数
据;

用来从储存在所述存储器装置内的速度数据取出源速度数据组
的装置, 所述源速度数据组只包括处于预定范围内的数据;

25 投影装置, 用来把所述源速度数据组中的速度数据投影到第一图
象平面上, 以此形成第一投影速度数据组;

显示监视器;

彩色映射装置, 用来把所述第一投影速度数据组中具有相同幅值
的正值和负值都映射到相同的彩色和相同的显示亮度上, 以此形成代

表第一投影彩色流速图象的第一彩色投影速度数据组；以及

第一装置，用来在所述显示监视器上显示所述第一投影彩色流速图象。

5 14.权利要求 13 所定义的系统，其特征在于：所述彩色映射装置包括储存在可寻址存储器中的彩色映射查询表，所述彩色映射查询表包括代表彩色的显示亮度的数据。

10 15.权利要求 13 所定义的系统，其特征在于还包括：帧平均装置，用来对相继出现的速度数据帧进行帧平均，以产生帧平均速度数据；以及发送装置，用来把所述帧平均后的速度数据发送到所述彩色映射装置上。

16.权利要求 15 所定义的系统，其特征在于：所述帧平均装置包括储存在可寻址存储器中的输出值查询表，所述可寻址的存储器对所述速度数据中具有相同幅值的正值和负值输出相同的输出值。

15 17.权利要求 13 所定义的系统，其特征在于还包括：
投影装置，用来把所述源速度数据组中的速度数据投影到相对于第一图象平面旋转了的第二图象平面上，以此形成第二投影速度数据组；所述彩色映射装置把所述第二投影速度数据组中具有相同幅值的正值和负值都映射到相同的彩色和相同的显示亮度上，以此形成代表第二投影彩色流速图象的第二彩色投影速度数据组；以及

20 第二装置，用来在所述显示监视器上显示所述第二投影彩色流速图象。

18.一种用于对含有运动着的超声波散射体的对象体积进行三维成像的方法，其特征在于包括下列步骤：

25 把超声波束发射到所述对象体积内；
检测所述对象体积在多个采样体积上反射的超声波回波；

采集至少部分地由所述超声波散射体反射的超声波回波推算产生的速度数据，每一个速度数据对应于所述多个采样体积中的相应的一个；

把所述多个采样体积中的每一个的速度数据储存起来;

从储存在所述存储器装置内的速度数据取出源速度数据组, 所述源速度数据组只包括处于预定范围内的数据;

5 把所述源速度数据组中的速度数据投影到第一图象平面上, 以此形成第一投影速度数据组;

把所述第一投影速度数据组中具有相同幅值的正值和负值都映射到相同的彩色和相同的显示亮度上, 以此形成代表第一投影彩色流速图象的第一彩色投影速度数据组; 以及

显示所述第一投影彩色流速图象。

10

说明书

优化超声波流速彩色成像的方法和设备

5 本发明一般地涉及用于医学诊断的人体解剖学的超声波成像。更具体地说，涉及一些通过检测从移动的体液或组织反射的超声波回波的多普勒频移来实现人体中移动的液体或组织的三维成像的方法和设

备。
传统的超声波扫描器建立组织的二维B-方式图象，其象素亮度是以回波强度为依据确定的。在彩色流动成像中，可以使血液的流动或
10 组织的运动成像。利用多普勒效应测量心脏和血管中的血流已广为人知。来自组织和血液的反向散射的超声波的频移可以用来测量反射体的速度。血流向着换能器流动时，反向散射频率的变化或漂移增大，而血流朝离开换能器的方向流动时，反向散射频率的变化或漂移减小。
15 可以利用不同的颜色表示速度和方向来显示多普勒频移。彩色流速方式同时显示数百个相邻的采样体积，对所有采样体积进行颜色编码以便描述每一个采样体积的速度。彩色流速图象可以叠加在B方式图象上。

本发明被结合到一种超声波成像系统中，该系统包括四个主要的
20 子系统：波束形成器2(见图1)、处理器子系统4、扫描转换器/显示器控制器6和主控制器8。系统控制集中在主控制器8上，它通过操作者接口(未示出)接收操作者的输入，而它本身控制各个子系统。主控制器还产生系统定时和控制信号，通过系统控制总线10和扫描控制总线(未示出)分配这些信号。

25 主数据通道开始于从换能器到波束形成器的数字化射频输入。波束形成器输出两个求和的数字基带接收束。基带数据输入到B方式处理器4A和彩色流速处理器4B，其中按照采集的方式进行处理，并作为处理后的声矢量(波束)数据输出给扫描转换器/显示器控制器6。扫

描转换器/显示器控制器 6 接收处理后的声数据并以光栅扫描格式把所述图象的视频图象信号输出给彩色监视器 12。扫描转换器/显示器控制器 6 与主控制器 8 合作, 还将显示用的多个图象、显示注释、图形复盖和电影循环的重播以及记录的时间线数据格式化。

5 B 方式处理器 4A 把来自波束形成器的基带数据转变成信号包络线的对数压缩样式。B 函数把随时间变化的信号包络线振幅成像为每一个象素 8 位输出的灰度。基带信号的包络线是基带数据表示的矢量的振幅。

10 从血管、心腔等内部反射的声波频率发生与血液细胞的速度成正比的漂移: 向换能器运动的发生正的频移, 而离开换能器而运动的发生负的频移。彩色流速(CF)处理器 4B 用来提供成像平面上的血液运动的实时二维图象。血液速度是通过测量在特定距离门从一次发射到另一次发射的相移来计算的。不是测量图象中一个距离门的多普勒频谱, 而从多个矢量位置和沿着每一个矢量的多个距离门计算平均血流速度, 并由此信息形成二维图象。彩色流速处理器的结构和操作在美国专利 No.5,524,629 上已作公开, 其内容附此作参考。

15 彩色流速处理器产生速度(8 位)、离散(紊流度)(4 位)和功率(8 位)信号。操作者选择是速度和离散还是功率作为向扫描转换器的输出。输出信号输入到色度控制查询表, 后者驻留在视频处理器 22 中。该查询表的每一个地址都储存 24 位。对于准备产生的图象中的每一个象素, 8 位控制红的亮度、8 位控制绿的亮度和 8 位控制蓝的亮度。这些位组合预先选择得当流速在方向和大小发生变化时, 每一个位置上的象素的颜色变化。例如, 流向换能器的流速用红指示, 而离开换能器的流速用蓝指示。流速越快, 颜色越明亮。

20 扫描转换器/显示器控制器 6 的声线存储器 14A 和 14B 分别接收来自处理器 4A 和 4B 的经过处理的数字数据, 并完成彩色流速和 B 方式数据从极坐标($R-\theta$)扇形格式或笛卡儿坐标线性阵列到储存在 X-Y 显示存储器 18 中的适当标度的笛卡儿坐标显示象素数据的坐标变

换。在 B 方式下, 亮度数据储存在 X-Y 显示存储器 18 中, 每一个地址储存 3 个 8-位象素。作为另一方案, 在彩色流速方式下, 数据用以下方法储存: 亮度数据(8 位)、速度或功率数据(8 位)和离散(紊流)数据(4 位)。

5 依次出现的彩色流或 B 方式数据的多个帧以先进先出的方式储存在电影存储器 24 中。电影存储器像一个在背景中运行的环形图象缓冲区, 连续捕获的图象数据实时地显示给用户。当用户冻结系统时, 用户便具有观看电影存储器中以前捕获的图象数据的能力。在已显示图
10 象上产生的图形重叠用的图形数据是在时间线/图形处理器和显示存储器 20 中产生和存储的。视频处理器 22 在图形数据、图象数据和时
间线数据之间切换, 以便在视频监视器 12 上以光栅扫描格式产生最后的视频输出。另外, 它提供各种灰度及彩色映射以及灰度和彩色图象的结合。

传统超声波成像系统连续地在电影存储器 24 中收集 B 方式或彩
15 色流速方式图象。电影存储器 24 为单个图象观看或多个图象循环观看和各种控制功能提供驻留的数字图象储存。单个图象电影重放期间显示的感兴趣的区域就是图象采集期间中所用的区域。电影存储器还在
图象通过主控制器 8 传输到数字文档装置时起缓冲区的作用。

20 在传统的诊断超声波成像系统中, 速度彩色流方式由于所采样的数据系统和速度估计器的性质而受到固有的限制。具体地说, 速度方式有混叠问题, 其中超过 $PRF/2$ 的流速隐蔽在其他速度中, 并与它们无法区分。另外, 在人体中需要同时成像的流动状态差别很大, 诸如肾脏缓慢流动的弱流动和心脏的高速强流动, 使得系统设计者无法预
先使系统最优化, 而需要开发用户优化和/或自适应优化工具。

25 二维超声波图象由于观察者无法使被扫描的组织二维图象变得可见而往往难以解释。但若超声波探头扫过一个感兴趣的区域, 累积多个二维图象以形成三维体积, 所述组织不论对受过训练还是未受过训练的人都变得容易观察得多。具体地说, 有助于移动流体或组织

的三维超声波成像。

但是，在速度数据的三维透视图中投影算法对二维帧之间的混叠极其敏感。采用最大象素投影算法时尤为如此，因为一个帧中混叠的数据，其绝对速度往往比没有混叠的相邻帧中的数据高。三维透视图加强了混叠的影响。另外，心脏周期造成的血管中的脉动会建立多重图

象，或大血管的意外丢失，后者往往提供不准确的三维透视图。

在传统的超声波成像系统中，把壁滤波器和压缩曲线应用于波束形成的彩色流速数据，估计正的和负的速度，采用诸如帧平均和求阈值等后处理，然后利用非对称彩色映射来显示数据、从而通过不同的颜色和/或亮度来表示正、负流动状态。速度数据的混叠表现为跨越混叠边界颜色的急剧转变，它不表示真实的流动状态，而且可能具有外来的信息而使用户分心。

另外，在传统的超声波成像系统中，速度数据的帧平均必须考虑数据的符号和幅值以确定流速是否混叠，然后在算法中针对混叠进行调整。跨越混叠边界的帧平均是困难的，而必须处理混叠的算法对非混叠数据具有次最优的性能。

本发明是一种在利用多普勒速度频移数据给运动的流体或组织成像时减轻混叠的方法和设备。本发明在人体血流成像中特别有效。

为了消除速度方式中轻度混叠的影响，本发明使用带符号的数据，后者带有对称(或非定向的)速度/彩色映射，从而同一幅度的正和负的流动状态映射到同一彩色和同一显示亮度上。这些映射允许通过映射中彩色的突变来检测严重的混叠，使得用户可以调整系统脉冲重复频率(PRF)以便取得最优成像，而同时提供强壮的速度图象。

按照本发明的另一方面，若这样调整 PRF 使得只有微小的混叠存在，则通过在帧平均之前或在其过程中去掉速度数据的符号就能实现数据的最优帧平均。对于长余辉帧平均算法尤为如此。在与对称速度/彩色映射配合使用时，这样的帧平均实现最优。

应用对称速度/彩色映射和最优化的无符号的(速度捕获)帧平均的

概念可以从二维成像扩展到三维成像，以产生对混叠和血管脉动比较强壮的增强的三维图象。

5 为了按照本发明给运动的流体或组织三维成像，速度数据要在数据存入电影存储器之前利用无符号的帧平均算法进行滤波。主控制器从电影存储器取出选定的经过帧平均的对应于感兴趣的体积的速度数据，并利用光线投射技术完成象素速度数据在多个旋转的图象平面上的投影。然后将从每一个投影得出的投影后的速度数据存回电影存储器。之后，利用一种或多种彩色显示投影后的速度数据，利用相应的对称速度/彩色映射方法针对每一种彩色而确定对应于每一个速度幅值的显示亮度。

10 图 1 是一个方框图，表示实时超声波成像系统中各主要功能子系统。

图 2 是一个方框图，表示用于按照本发明重构包括依次出现的象素亮度数据立体投影的帧的装置。

15 图 3 是一个流程图，表示用于按照本发明重构包括依次出现的象素亮度数据立体投影的帧的算法步骤。

图 4 是一个示意图，表示包含在根据先有技术的反向光线投射投影的立体演示中的感兴趣的采样的对象体积、相关数据体积和图象投影平面。

20 图 5 是一个示意图，表示一对与类似的对象和数据体积的视图对应的、并且在三维超声波成像中在定义必要的比例常数时有用的几何二维配置。

图 6 是一个示意方框图，表示用于在三维超声波成像中提供最大亮度投影的装置。

25 图 7 是一个示意方框图，表示按照本发明编程的一种类型的帧平均滤波器。

图 8 是一个曲线图，描述按照本发明的对称流速/彩色显示亮度映射。

参照图 2，主控制器 8 包括中央处理单元(CPU)42 和随机存取存储器 44。CPU 42 具有内装只读存储器，用来储存用于把所采集的速度和紊流数据转换成以不同角度观察的多个三维投影图象用的例程。CPU 42 通过系统控制总线 10 控制 X-Y 存储器 18 和电影存储器 24。具体地说，CPU 42 控制从 X-Y 存储器 18 到视频处理器 22 和到电影存储器 24，以及从电影存储器到视频处理器 22 和到 CPU 42 本身的数据流。当超声波成像系统在彩色流速方式下操作时，代表通过待检验的对象的许多次扫描或许多片之一的彩色流速数据的每一帧都存入 X-Y 存储器 18，并在下一周期发送到视频处理器 22 和电影存储器 24。

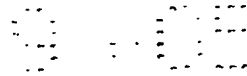
X-Y 显示存储器 18 具有以单分支 IIR(无限脉冲响应)滤波器的形式实现的帧平均滤波器。帧平均滤波的功能是把来自一个或多个帧的数据取出，在时间域上求平均。帧平均的结果是速度图象中的彩色突变减少了。

按照本发明一个最佳实施例，帧平均滤波器包括代表帧平均后的数据的输出值的查询表。这些帧平均后的数据是用图 7 所示的算法离线产生的。按照该算法算出的 Y_n 是作为查询表的一部分而存储的。

本发明的帧平均电路包括位于 X-Y 显示存储器板上的随机读写存储器(RAM)。该 RAM 有两个输入端和一个输出端。查询表储存在 RAM 中。一个输入端接收未作帧平均的象素数据的当前帧。另一个输入端通过用于把前一帧延迟等于帧速率倒数的时间的延迟装置接收前一帧帧平均象素数据。

帧平均滤波功能是用图 7 所示的算法离线实现的。滤波器输出是在线地以查询表的形式储存的。该算法包括一个在其中计算和选择余辉(persistence)系数的系数选择步骤 26。系数选择是声学帧速率、焦点区个数和要求的余辉水平的函数。这些因数组合在一起，并在图 6 中表示为“LUT(查询表)选择”输入。

在本算法中，选定的余辉系数 P 输出到第一乘法器 28 的一个输



入端。乘法器 28 的另一个输入代表未经滤波的当前帧输入 X_n 。这样，乘法器 28 的输出便是乘积 pX_n 。作为系数选择步骤 26 的输出，值 $(1-p)$ 输出给第二乘法器 30 的一个输入端。乘法器 30 的另一个输入代表来自延时装置 34 的前一帧的经过帧平均的输出 Y_{n-1} ，延时装置 34 提供的延时等于帧速率的倒数。这样，乘法器 30 的输出便是乘积 $(1-p)Y_{n-1}$ 。两个乘法器的输出是求和器 32 的输入，后者本身又产生帧平均当前帧的输出：

$$Y_n = pX_n + (1-p)Y_{n-1} \quad (1)$$

按照本发明一个最佳实施例，RAM 芯片装入多个离线产生的并含有输出值 Y_n 的查询表子集。查询表是为特定的操作参数而设计的，并如前所述，是声学帧速率、焦点区个数和要求余辉值的函数。

每一个查询表都包括用本发明的帧平均算法离线产生的多个输出值 Y_n 。响应系统操作者所作的各种操作参数的选择，把相应的查询表下载入 RAM 芯片。然后，由未经滤波的当前帧输入 X_n 和经过帧平均的前一帧的输出 Y_{n-1} 两输入相结合对该查询表进行寻址，以选择作为离线帧平均滤波函数的结果的输出 Y_n 。该查询表预定不论输入 X_n 或 Y_{n-1} 的符号为何都产生相同的输出。

按照本发明的帧平均法，输出值 Y_n 是利用作为前一帧和当前帧信号电平之间的归一化差值 Δ_{norm} 的函数的余辉系数预先计算出来的。其实现方法是把当前帧和前一帧信号电平之差的绝对值除以该两数据的算术(或几何)平均值：

$$\Delta_{\text{norm}} = |X_n - Y_{n-1}| / (|X_n + Y_{n-1}| / 2) \quad (2)$$

方程式(2)的结果用来确定图象中余辉的量。余辉的定义是在前一帧和当前帧中用多少数据来确定输出信号 Y_n (见方程式(1))，其中余辉系数 p 或者是

$$p = 1 - f(-((\Delta_{\text{norm}} - k_1)k_2) + k_4)^{k_3} \quad (3)$$

或者是

$$p = k + f(((\Delta_{\text{norm}} - k_1)k_2) + k_4)^{k_3} \quad (4)$$

式中 f 是一个非线性函数, 而 k, k_1, k_2, k_3 和 k_4 均为常数, 其值取决于有效发射聚焦区的数目、声学帧速率和系统用户所选择的余辉水平。最佳的 f 函数对方程式(3)而言是指数(exp)函数, 而对方程式(4)而言是双曲正切(tanh)函数。推荐的预先计算帧平均输出值的方法
5 利用用 tanh 函数按照方程式(4)产生的余辉系数。

输出值 Y_n 是针对许多组操作条件中的每一组的每一对可能的 X_n 和 Y_{n-1} 值计算出来的。输出值 Y_n 作为单独的查询表储存在系统存储器中, 每一组操作条件一个独特的查询表。响应用户选择的要求操作条件, 例如声学帧速率、聚焦区的个数和余辉水平, 通过系统操作器把
10 适当的查询表存入 RAM 芯片中。然后, 只要所选择的操作条件仍旧有效, 就按照从查询表读出的滤波器输出值对象素数据进行帧平均。输入数据可以是已扫描转换的帧数据或声学线数据(未经扫描转换的)。

在二维图象的情况下, 经帧平均的速度数据输出到视频处理器
15 22, 视频处理器包括图 8 所示类型的对称速度/彩色映射。对每一种用于显示速度图象的彩色, 都把单独的对称速度/彩色映射储存在视频处理器中。每一个速度/彩色映射都以查询表的形式储存, 后者具有由速度数据输入到该表的寻址的显示亮度值。幅值相同的正的和负的 Y_n 值映射到相同的颜色和相同的显示亮度, 在这个意义上速度/彩色映射
20 是对称的。

本发明的上述最佳实施例, 在减轻三维速度投影成像中混叠的有害影响方面特别有利。完成这样的投影成像的方法示意地描述于图
3。

在重构流速投影图象的情况下, 代表被扫描的对象体积的象素数据帧堆栈, 储存在电影存储器 24(见图 2)的 24A 部分。在初始化过程(见图 3 步骤 26)中, CPU 42 从电影存储器部分 24A 只取出与感兴趣的对象体积对应的彩色流速数据。这是通过在每一个所选择的帧中只取出
25 感兴趣的区域中的彩色流速数据而实现的。与所选择的多个帧中每一

个感兴趣的区域对应的彩色流速数据构成了感兴趣的源数据体积。

感兴趣的源数据体积最好包括具有在预定范围内的速度分量的那些象素，例如具有非零速度值的那些象素。然后用该源数据体积中的速度数据来重构不同视角的投影图象。

5 速度投影是在 CPU 42 内重构的，后者完成一系列美国专利 No.5,226,113 公开的光线投射算法的转换。这一系列顺序发生的转换代表在角度范围例如+90° 到-90° 内以角增量，例如，10° 的间隔进行的最大、最小和平均速度投影。但是，角增量不必为10°；本发明亦不限于任何特定的角度范围。

10 按照本发明中所用的光线投射技术，通过用超声波换能器扫描一个对象体积 52，从任意视角，例如，表示为角度参数的球体投影角度 (θ , ϕ) 的角度显示样品 50(见图 4)的立体再生的投影图象，其中 θ 是视线 58 的延伸线 58' 与 X-Y 平面的夹角，而 ϕ 是光线 58 对于延伸线 58' 的角度。以这样的方式对采样体积 52 进行扫描，以建立一系列
15 入栈的连续的薄片或小片 OS_1, OS_2, \dots, OS_k ，其中的每一个都含有同样数目的对象体积元素(三维象素)OV。每一个三维象素在薄片平面(例如，在 X-Y 平面)内都具有矩形的形状；而同时互补侧可以具有相等的长度 S，使得这个形状可以是矩形，薄片的厚度 T 一般不等于任何一边的长度。这样，第一个对象薄片 OS_1 含有第一组多个对象三维象素
20 $OV_{ij,1}$ ，其中 i 和 j 分别为该三维象素的 X 轴和 Y 轴位置。类似地，第二对象薄片 OS_2 含有对象三维象素 $OV_{ij,2}$ ，任意一个对象薄片 OS_k 含有对象三维象素 $OV_{ij,k}$ ，其中 k 是三维象素在 Z 轴上的位置。

对每一个三维象素 $OV_{ij,k}$ 进行分析，将其数据值(亮度、速度或功率)放在数据体积 54 对应的数据三维象素 $OV_{ij,k}$ 中。数据体积 54 是一个
25 简单的立方体 i, j, k 网格，尽管每一个对象薄片 OS_k 的厚度和每一个对象三维象素面的尺寸(该三维象素在 X-Y 平面上的尺寸)一般都是相等的。也就是说，对象体积的每一个三维象素不仅可以具有不同的 X, Y 和 Z 尺寸，而且在任何一个量度上三维象素的总数也不必相等。例

如, 典型的超声波三维扫描可以提供每一个薄片 256×256 个三维象素的矩阵, 并可以涉及 128 个薄片。

按照 CPU 42 所使用的已知技术, 对象 50 的图象可以通过从数据三维象素 $DV_{ij,k}$ 的网格点把光线投射到图象平面 56 上而进行投影(图 3 步骤 34)。为了方便起见, 该网格点可以是, 例如, 最靠近数据体积原点的数据三维象素顶点。投射的光线 62 以一个带有球面角参数(α , β)的投影角离开数据体积 54, 该球面角参数(α , β)是从观察对象体积 52 的球面角参数(θ , ϕ)转换来的。由于立方体数据体积 54 与非立方体对象体积 52 一起使用而引起的几何畸变, 这两对角度是不相等的。但是, 投影光线 62 具有 x-y 平面延伸面 62', 它与数据体积的 x 轴形成角度 α , 而光线 62 与 Z 轴成角度 β 。这样, 角度 α , β 是通过旋转过程(下面将要讨论)决定的, 以便相当于在要求的视角(θ , ϕ)(假定在球坐标中操作)下观察对象体积 52。每一条光线 62 都是从数据体积网格点向图象平面投射的。

尽管所有的光线 62 都投射在图象平面的某一部分, 但是只有落在所考虑的图象平面象素 60a 的那些光线才被允许对该图象平面象素的数据作贡献。这样, 选择了要观察的对象体积一部分 52 和观察这个选定的对象体积的观察角度(θ , ϕ), 数据体积相应部分的每一个象素中的数据值便以某个角度(α , β)(相当于观察相对于该对象体积的该畸变后的数据体积)向图象平面 56 投射。于是, 第一三维象素(比方说, 三维象素 $DV_{ij,k}$)中的数据值是按照所选择的 θ 和 ϕ 值沿着光线 62a 向后投射的。该光线 62a 在象素 60a 内位置 64a 投射在图象平面 56 上, 而因为这是投射在这个象素上的第一条光线, 入射数据的亮度、速度或功率都对要求的象素 60a 作贡献(储存于其中)。该数据体积中的下一个三维象素(比方说, 三维象素 $DV_{i+1,k}$)具有与之相关的光线 62b 从该三维象素网格点以相同的角向配置(α , β)投射, 并标出其在图象平面上的位置 64b。假定投射位置 64b 是在要求的象素 60a 内, 第二投影值(为了进行最大象素投影)与现在储存的第一数值比较, 并将较大的

数值放在象素 60a 的储存点。显然，为了进行平均值投影，当前投影数据三维象素的值加在已经为投射光线所投射的此图象面板象素而储存的总和上，最后将该总和除以该象素的这样投射的光线投射次数。因为顺序地进入选定的数据体积内的每一个三维象素，并向图象平面投影，所以数据体积的一个三维象素(比方说，三维象素 $DV_{i3,k}$)最后沿着与之相关的光线 62p 投射，而不投射在要求的象素 60a，使得它的数据值(例如，亮度)不与当前为象素 60a 储存的数据值相比。对于该特定的三维观察角(θ, ϕ)下该数据的投影，现已为象素 60a 建立了最大数据值。但是，事实上光线 62p 确实具有投射点 64p，后者落在另一个图象平面象素(比方说，象素 60b)内，并与其中存储的数据值比较，并在比较后将较大的数值送回该象素的存储点。当新的投影开始时，将所有的数据值复位到零。这样，当一个新的图象投影过程开始时，每一个图象平面象素都复位，而所有的数据体积三维象素(在选定部分的整个空间内，作为由选定的对象体积 52 部分设定的)都分别地和顺序地扫描。每一个数据三维象素 DV 中的数据值通过相关的光线 62 进行投影，以便投射在图象平面 56 上的一个象素 60 上，以每一个象素中的最大值与光线投射数据体积三维象素的目前值比较，以确定其中较大者，然后将较大值作为最大值图象的一部分储存起来。在实际上，对于最大值象素投影，所存储的最大值只有在新投射的数据三维象素值大于为该新投射的光线所投射的图象平面象素已经储存的数据值时才发生变化。

按照上述技术的另一方面，对数据投影进行比例缩放(图 3 步骤 36)，反向投影完成后只通过一组计算就能消除对象体积和图象平面之间的各向异性。现参照图 5，因为对象体积 52 是真实体积，而数据体积 54 则是一个抽象概念，所以必须确定在第一平面内在不同的角度 γ 下立方体数据体积网格 54 表达方式造成的数据投影畸变量，然后确定角度 ψ ，在该角度下任意视角方向 66 相对于对象体积 52 和数据体积 54 进行定位。当有效仰角 ψ 和 γ 改变时，每一个三维象素表观尺寸也

要发生变化。高宽比 A (定义为对象体积 52 中薄片实际厚度 T 与同一对象体积 52 中象素实际尺寸 S 的比率) 不为 1 (亦即大于或小于 1, 因为对象三维象素并非立方体象素, 正如在数据体积中所碰到的), 于是仰角 ψ 和 γ 是不同的, 数据体积中有效仰角 ψ 将不同于对象体积中的实际仰角 γ 。按照对象仰角, 数据的旋转由下式得:

$$\psi = \tan^{-1}\left(\frac{1}{A} \tan[\gamma]\right) \quad (5)$$

此后, 投影后的数据可以按比例缩放, 以便通过将所有投影数据高度乘以立面缩放因素使其在对象体积中具有正确的高度 (若旋转是绕水平轴)。旧的投影图象高度 H 可以用有效缩放因数 E_s 来矫正, 其中

$$E_s = \sqrt{(A \cos \gamma)^2 + \sin^2 \gamma} \quad (6)$$

而新的高度 $H' = H * E_s$ 。绕垂直轴旋转时宽度也是如此。

利用上述关系, 数据体积角度 (α, β) 可以变成角度 (θ, ϕ) , 因为畸变只沿着一个轴线发生, 使得角度 θ 等于角度 α 。 3×3 旋转矩阵 $[M]$ 的元素可以确定, 而给定的两个有关的旋转角度, 这些关系用来确定数据体积到图象平面的转换:

$$X' = M_1 X + M_2 Y + M_3 Z + XO \quad (7)$$

$$Y' = M_4 X + M_5 Y + M_6 Z + YO \quad (8)$$

式中 M_1 至 M_6 是旋转矩阵的头两行 (亦即, $M_1 = -\sin \theta$, $M_2 = \cos \theta \sin \phi$, $M_3 = 0$, $M_4 = -\cos \theta \sin \phi$, $M_5 = -\sin \theta \sin \phi$, $M_6 = \cos \phi$), X' 和 Y' 是投影点在图象平面上的位置, 而 XO 和 YO 是图象平面 X 和 Y 的偏移量 (分别参考 X 和 Y 的最低值点), 在该偏移量下图象平面选定部分开始。数据投影在图象平面 56 之后, 对图象进行比例缩放, 以矫正各向异性对象三维象素的作用。将会看到, 因数 M_1 至

M_6 是可以在投影开始时(给定 θ , ϕ)预先计算(图 3 中的步骤 32), 并用于所有旋转计算。

图 6 表示完成包括在主控制器 8(或单独的专用处理器)中的上述光线投射技术的装置。这样的装置包括三维数据存储器装置 70, 用来
5 储存在数据输入端 70a 接收的来自电影存储器 24 的薄片数据。响应在三维像素地址输入端 70b 接收的来自 CPU 74 的三维像素地址输入信息, 把与每一个对象三维像素相关的数据储存在该三维像素的地址上。一旦填满了数据存储器装置(相当于把所有要求的数据从对象体积
10 52 传送到数据体积 54), 就选择感兴趣的对象体积部分, 并将建立它的起始角和 X, Y 和 Z 方向范围的数据从 CPU 74 送到地址发生器装置 72 的输入端 72a。装置 72 在其地址输出端 72b 顺序地提供所选定的对象体积内每一个三维像素的 X, Y 和 Z 地址。输出端 72b 连接到数据存储器装置 70 的输出数据地址输入端 70c, 使当时被寻址的那一个三维像素的储存的亮度数据被从数据存储器装置输出端 70c 输出。
15 三维像素 X, Y 和 Z 地址的序列还提供给旋转参数计算装置 76 的第一输入端 76a, 该输入端通过 CPU 74 接收角度(α , β)信息作为算出的矩阵元素 M_1 - M_6 值, 以便在输出端 76c 提供在选定的视角(θ , ϕ)下观察时与对象 X, Y 和 Z 像素对应的图象平面像素的地址 X', Y'。视角(θ , ϕ)信息被输入系统中, 并由 CPU 74 处理。把结果输入
20 到视角矩阵装置 78 的输入端 78b 和 78c, 以便在其输出端 78a 提供矩阵元素 M_1 - M_6 , 从那里提供给旋转参数计算装置 76。图象平面像素地址 X' 和 Y' 出现在起图象平面存储器装置 80 作用的帧缓冲区的地址输入端 80a。同时, 从数据体积向投影平面投影的亮度数据, 从三维数据存储器装置输出端 70d, 出现在图象平面存储器装置的新数据输入端 80b。这个数据还出现在数据比较装置 82 的新数据输入端 82a。
25 以前储存在图象平面存储器装置 80 这个地址(在输入端 80a)上的亮度数据, 出现在旧数据输入端 80c, 因而出现在比较装置的旧数据输入端 82b。分别出现在输入端 82b/82a 的旧的和新的数据在装置 82 中进

行比较, 而若输入端 82a 的新数据幅度大于输入端 82b 的旧数据, 则其输出 82c 被启动至选定的逻辑状态(例如, 逻辑高电平)。输出端 82c 连接到图象平面存储器装置的替代控制数据输入端 80d, 若替换数据控制输入端 80d 处于选定的逻辑电平, 则使储存在受输入端 80a 控制的地址上的数据发生变化, 以接受输入端 80b 上的新数据。这样, 所
5 储存的数据初始时被复位, 就象是被一个通过数据/控制端口 80e(自 CPU 74)的信号复位, 而响应表示新数据超过以前储存的旧数据的值这一比较结果, 为每一个图象平面象素位置 X' 和 Y' 储存数值最大的数据。所有被选择的地址被地址发生器 72 顺序地扫描之后, 储存在图象
10 平面存储器装置 80 的数据在 CPU 74 中按比例缩放, 而按比例缩放后的图象平面数据可以从存储器装置 80 取出来显示、永久储存或类似目的。

按照本发明, 图 3 所示的方法应用在从电影存储器取出的感兴趣的数据体积的彩色流速数据。在投影图象中的每一个象素都包括由向
15 给定的图象平面上的投影形成的各自经过转换的速度数据。另外, 当电影存储器被操作者冻结之时, CPU 42 在电影存储器 24 的部分 24B 的多个顺序地址上存储来自 X-Y 存储器 18 的最后一帧。第一投影视角用的这个投影的图象数据写入电影存储器部分 24B 的第一地址, 使得感兴趣的区域中的投影图象数据重叠在背景帧上。对每一个角度增量重复这个过程, 直至所有的投影图象都存储在电影存储器部分 24B
20 为止, 每一个投影图象帧包括含有经过转换的数据的感兴趣的区域, 并且, 任选地, 围绕包括未被感兴趣区域的经过转换的数据覆盖的背景帧数据的感兴趣的区域的背景周边。背景图象使得所观察的每一个显示的投影来自何处更加清楚。然后, 操作者可以选择任何一个投影
25 图象来显示。另外, 投影图象的序列可以重新显示在显示监视器上, 以描绘对象体积, 就好象它在观察者面前旋转一样。

按照本发明一个最佳实施例, 超声波成像系统具有多个不同的投影方式。例如, 投影可以包括最大值和最小值象素。按照另一个方式,

光线投射技术可以用来提供表面再现。

5 当形成速度源数据体积时，有两种门控方法可以用来识别将从其中取出速度数据的帧或扫描。若系统操作者对病人心脏循环中的某一点的血流感兴趣，则连接系统来接收来自与病人连接的心脏监视器的输出。每一个循环监视器响应心脏循环波形出现预定特性而输出一个信号。响应每一个来自监视器的输出，主控制器在电影存储器中存储当触发事件发生或触发事件过后经过预定时间间隔时出现在X-Y显示存储器上的帧。这样，每一循环一帧，存储在电影存储器中。作为另一方案，响应心脏循环波形中预定特性的出现，以声学帧速率把多个
10 依次出现的帧存储在电影存储器中。

无论采用哪一种帧采集方式通过从电影存储器取出对应于每一帧感兴趣的区域的象素数据，然后处理该象素数据，以便只采集速度分量处于预定阈值范围内的，例如非零速度分量的象素数据，来形成源数据体积。然后将该速度信息投影在不同的成像平面上，以重构用于显示的投影速度图象。
15

以上最佳实施例是为举例说明的目的而公开的。超声波成像或计算机图形领域的技术人员都很容易看出，本发明的基本概念可以有很多变化和修改。所有这样的变化和修改都包括在后附的权利要求书中。

20

说明书附图

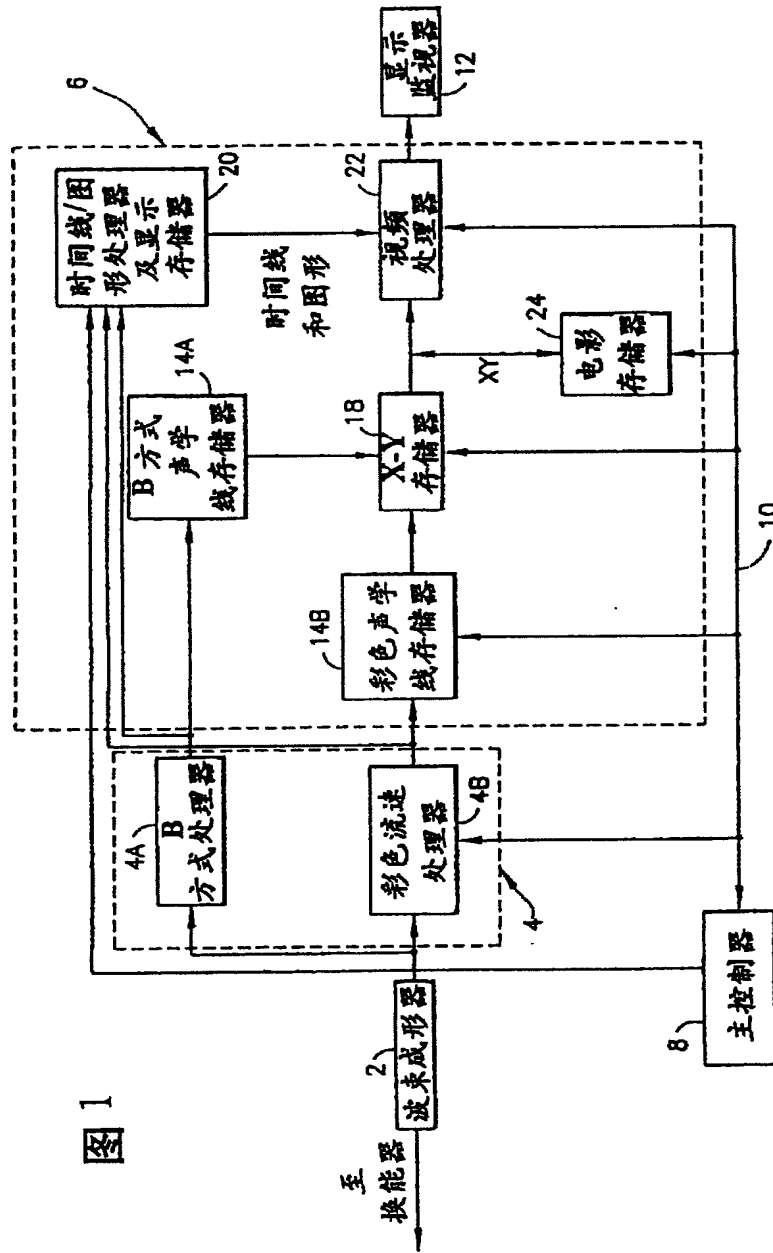


图 2

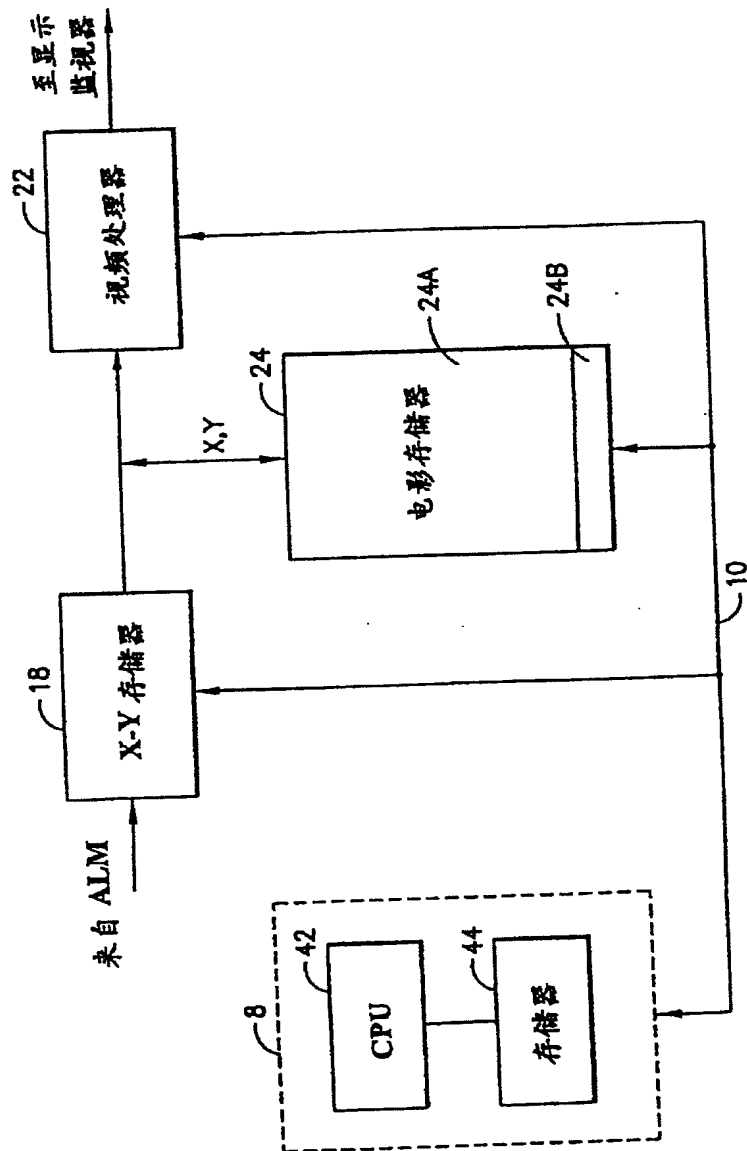


图 2

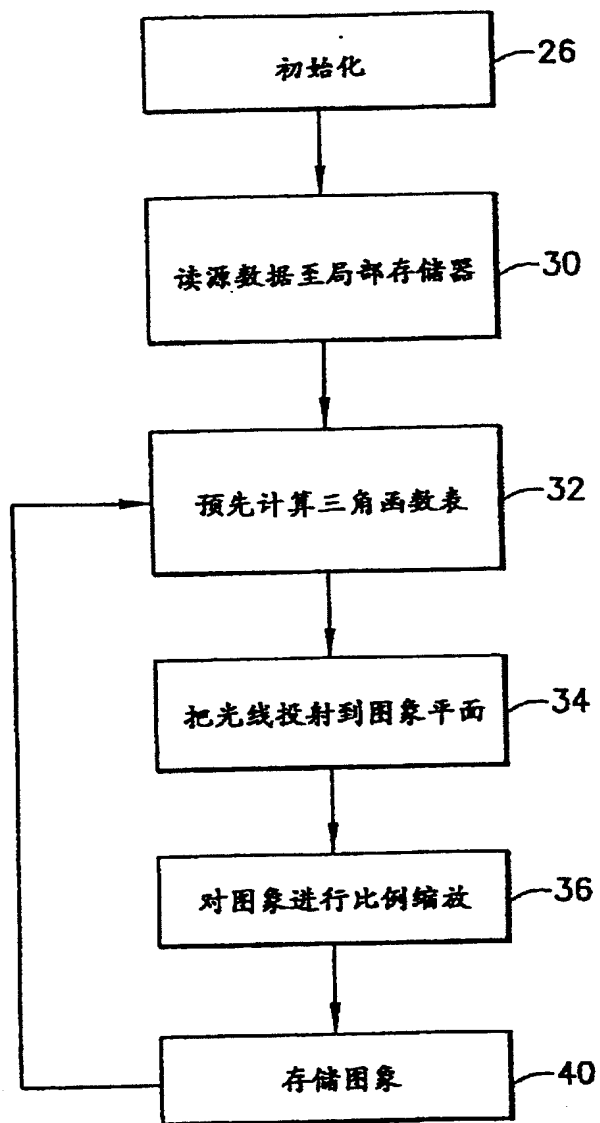
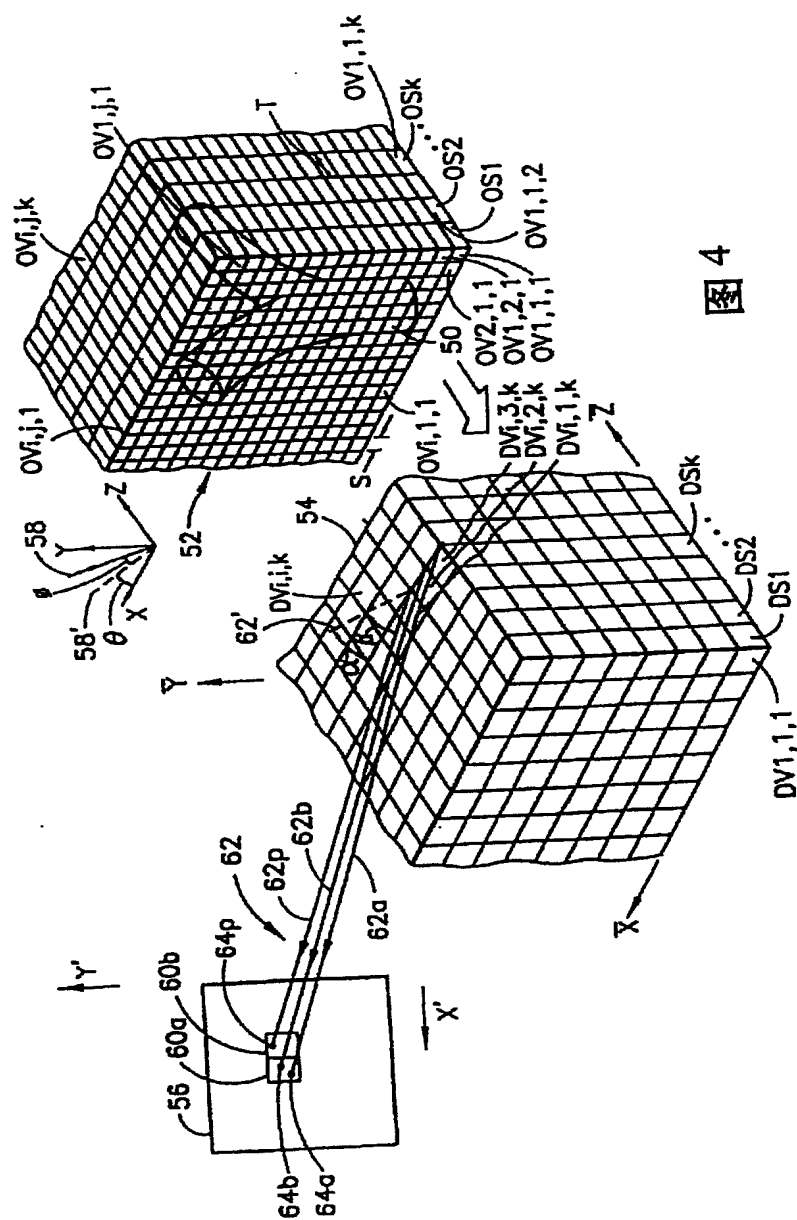


图 3



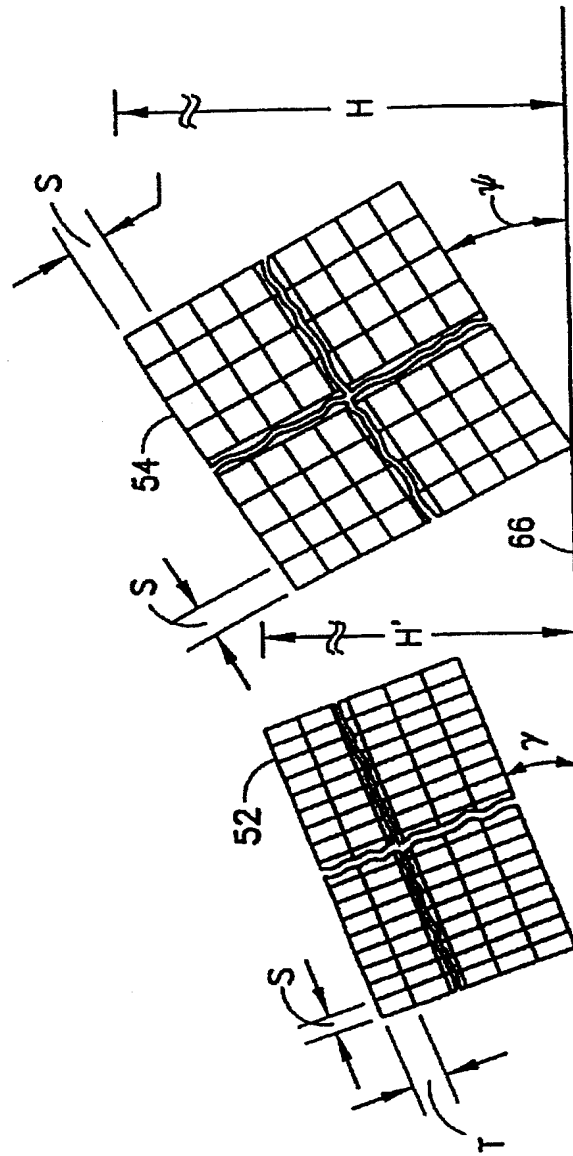


图 5

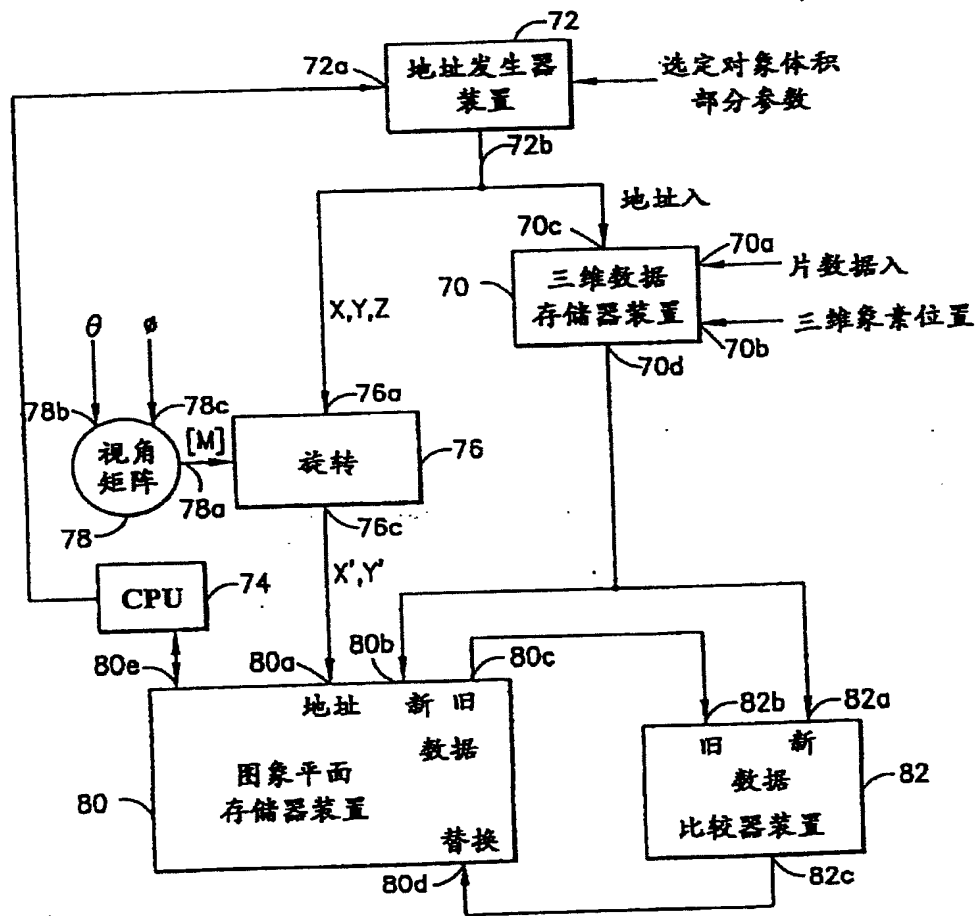


图 6

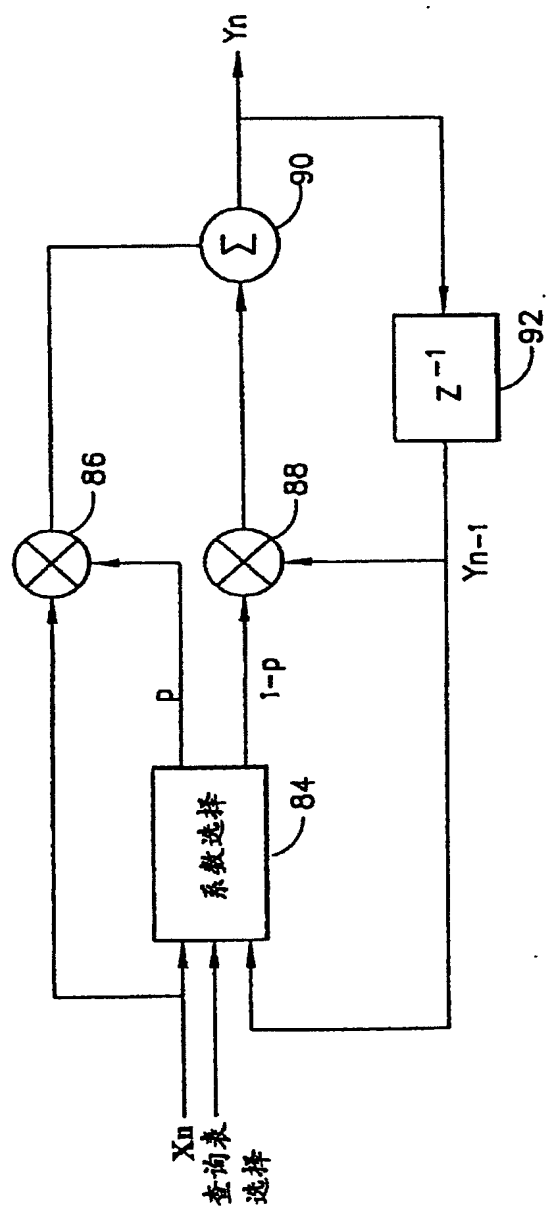


图 7

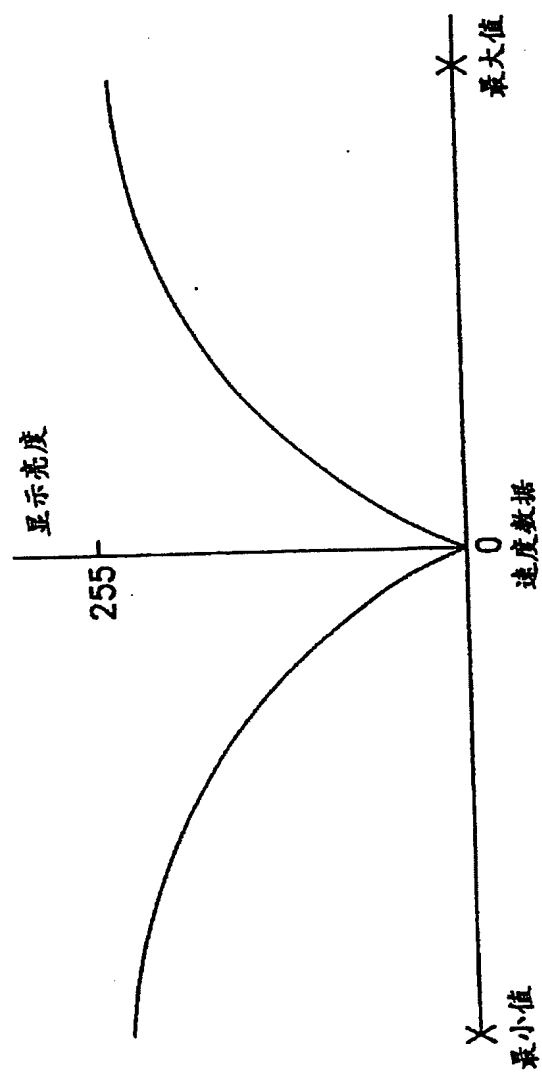


图 8